Aus der Medizinischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Prof. Dr. N. Henning)
Strahlentherapeutische Abteilung
(Leiter: Privatdozent Dr. H. L. Keller)

Faktoren zur Korrektur der Tiefendosis bei Durchstrahlung von nicht wasseräquivalenten Geweben, gemessen bei Strahlungen im Energiebereich von 200 kV bis 17 MeV

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

Vorgelegt von
Sam Rok Je
aus Masan, Korea

1963

D 29

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN -

Dekan: Professor Dr. Gerhard Theissing

1. Referent: Privatdozent Dr. H. L. Keller

2. Referent: Professor Dr. N. Henning

Tag der mündlichen Prüfung: 19. 12. 1963

Sonderdruck aus
STRAHLENTHERAPIE Band 122, Heft 4 (1963)
VERLAG URBAN & SCHWARZENBERG / MÜNCHEN UND BERLIN
Herausgegeben von J. Becker, R. Birkner, H. Langendorff, H. Meyer
Alle Rechte, auch die des Nachdrucks, der photomechanischen Wiedergabe und der Übersetzung, vorbehalten

Aus der Strahlentherapeutischen Abteilung (Leiter: Privatdozent Dr. *H. L. Keller*) der Medizinischen Klinik (Direktor: Prof. Dr. *N. Henning*) und dem Institut für Physikalische und Medizinische Strahlenkunde der Universität Erlangen-Nürnberg (Leiter: Prof. Dr. *F. Wachsmann*)

Faktoren zur Berücksichtigung nicht wasseräquivalenter Gewebe bei Strahlungen zwischen 200 kV und 17 MeV*

Von

Hans Ludwig Keller und **Sam Rok Je**

Mit 9 Abbildungen

Für die Ermittlung der Herddosis in der Tiefentherapie, besonders bei der Bewegungsbestrahlung, ist es von Wichtigkeit, das von Wasser abweichende Verhalten durchstrahlter Körpergewebe zu berücksichtigen. Mit diesem Gegenstand haben sich bei konventionellen Strahlen *Schlager* und *Nick, Quimby* et al., *Robbins* und *Meszaros, Wichmann, Dahl* und *Vikterlöf, Keller* und *Haubold, Trübestein, Nahon* und *Naidorf* sowie *Wingate* et al., bei Kobalt 60 *Fedoruk* und *Johns, Burlin, Bullen* und *Inch, Pfalzner, Jacobson, Schulz* et al., *Bashandy, Chevallier* et al. und endlich im Megavoltbereich *Massey* sowie *Wootton* und *Cantsil* befaßt.

Andere Autoren berichten über das von Wasser sich unterscheidende Verhalten bestimmter Körpergewebe; zum Beispiel beim Knochen *Aspin* und *Johns, Dutreix, Dutreix* und *Tubiana, Krokowski, Roux* und *Allisy, Spiers;* im Thoraxraum *Jacobson* und *Knauer, Kornelsen, Krokowski;* beim Schädel bzw. beim Hirn *Jones, Cederlund, Lidén* und *Lindgren.*

Die vorliegende Arbeit hat es sich zur Aufgabe gemacht, an Hand der Bestimmung sogenannter Gewebefaktoren zu einer Steigerung der Genauigkeit der Herddosisermittlung bei Strahlungen zwischen 200 kV und 17 MeV beizutragen.

Meßmethode

Das von Wasser abweichende Verhalten von Körpergeweben des lebenden Menschen wurde durch die Messung der den Körper gegenüber dem Einstrahlungsfeld (Stehfeld) verlassenden, unmittelbar an der Haut gemessenen Dosis, der sogenannten Austrittsdosis, ermittelt. Damit geht diese Arbeit methodisch im Prinzip auf einen Vorschlag von *Neumann* und *Wachsmann* (1942) zurück. Diese schlossen aus der sogenannten Durchgangsdosis bei der Rotationsbestrah-

* Herrn Prof. Dr. *Hans Fetzer* zum 65. Geburtstag gewidmet.

lung auf die Dosis am Herd und berücksichtigten damit in sehr einfacher Weise die Absorptionsunterschiede des menschlichen Gewebes. Auf diesem Vorgehen aufbauend, erarbeiteten *Burlin, Chevallier* und *Herdly, Fedoruk* und *Johns, Bullen* und *Inch, Nahon* und *Naidorf* sowie *Pfalzner* ähnliche Methoden der Herddosisermittlung. Bei den Versuchen fanden folgende Strahlungen Verwendung:

1. Eine konventionelle Strahlung von 200 kV mit einer Halbwertschicht um 1 mm Cu.
2. Eine stark gefilterte Strahlung von 300 kV, gefiltert mit Thoraeus III (das ist: 1,2 mm Sn, 0,25 mm Cu und 1 mm Al) mit einer Halbwertschicht um 4,2 mm Cu.
3. Die Strahlung des Kobalt 60.
4. Eine 17-MeV-Röntgenstrahlung des Betatrons der Siemens-Reiniger-Werke.

Als Spannungserzeuger diente im konventionellen Bereich bis zu 300 kV ein Stabilipan 300 der Siemens-Reiniger-Werke, verbunden mit einer Tiefentherapieröhre mit Ölhaube, für die Strahlung des Kobalt 60 ein Gammatron 1 der Siemens-Reiniger-Werke, das zur Zeit der Versuche mit einer Co^{60}-Quelle von etwa 1600 Ci beladen war, und endlich im ultraharten Energiebereich ein 17-MeV-Betatron der Siemens-Reiniger-Werke.

Die Austrittsdosis wurde ermittelt mit einer Fingerhutkammer, die an ein Universaldosimeter der Siemens-Reiniger-Werke angeschlossen war. Die Meßanordnung entsprach im wesentlichen der früher bereits von *Keller* und *Haubold* beschriebenen. Lediglich die geometrischen Bedingungen waren etwas verändert: Bei einem konstanten Fokus-Kammer-Abstand von 60 cm wurden die Austrittsdosen inmitten eines 8×8 cm großen Stehfeldes (bezogen auf einen Abstand von 60 cm von der Strahlenquelle und ausgeblendet unter der Annahme einer punktförmigen Strahlenquelle) bei Wasser und bei den zu messenden Körperabschnitten von Patienten erfaßt (Meßanordnung s. Abb. 1).

Nur in einzelnen Fällen, zum Beispiel bei den Querdurchmessern des Thorax, des Abdomens und des Beckens, erwies sich bei den Bestrahlungsgeräten für ultraharte Strahlungen ein Fokus-Kammer-Abstand von 60 cm als nicht genügend groß. Dort wurde daher die Messung am Patienten bei einem Quellen-Kammer-Abstand von 70 cm unter sonst gleichen geometrischen Bedingungen vorgenommen. Die so erhaltene

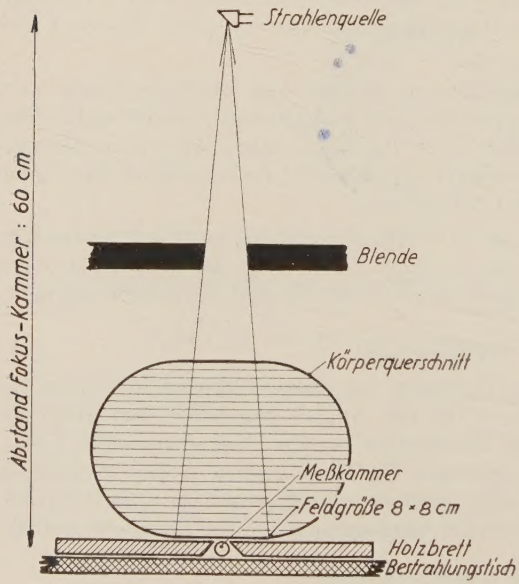

Abb. 1. Geometrische Bedingungen der Messungen.

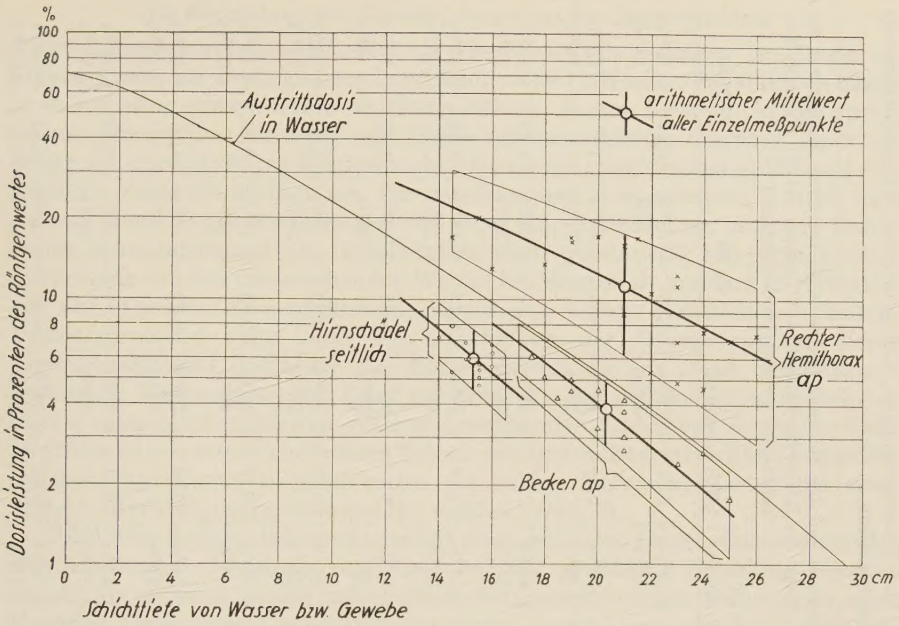

Abb. 2. Austrittsdosen bei Wasser und verschiedenen Körpergeweben mit Angabe der Einzelmeßwerte. Strahlung: Spannung: 200 kV; HWS: 1 mm Cu.

Dosisleistung mußte, der veränderten Entfernung entsprechend, mit dem Faktor $(70:60)^2 = 1{,}361\ldots$ multipliziert werden und ergab dann den für die üblichen geometrischen Verhältnisse vergleichbaren Wert.

Die Patienten, an denen die Messungen vorgenommen wurden, stammten aus dem Routinebetrieb der Strahlenabteilung. Da aber an jedem Patienten die Austrittsdosis bei verschiedenen Körperdurchmessern ermittelt wurde, ergibt sich, daß zum Beispiel zu den Thoraxmessungen vorwiegend Patienten herangezogen wurden, die wegen ganz anderer Tumorlokalisationen, zum Beispiel im Nasen-Rachen-Raum oder im Abdomen usw., behandelt wurden, die also thoraxgesund waren.

Trägt man sowohl die individuelle Streuung der Körperdurchmesser als auch die einzelnen Austrittsdosen in ein Diagramm ein, so kommt man im Fall einer 200-kV-Strahlung mit rund 1 mm Cu-Halbwertschicht und der Messung des rechten Hemithorax im antero-posterioren, des Hirnschädels im seitlichen und des Beckens im antero-posterioren Strahlengang zu den in Abbildung 2 dargestellten Ergebnissen.

Erwartungsgemäß streuen die erhaltenen Werte in doppelter Hinsicht, nämlich in bezug auf die Körperdurchmesser und in bezug auf die individuelle Variation der Austrittsdosen. Ähnliche Darstellungen wie die der Abbildung 2 wurden auch für die übrigen erfaßten Körperabschnitte und Strahlungen angefertigt, so daß die Arbeit über insgesamt rund 700 ausgewertete Einzelmessungen berichtet. Die Tabelle 1 bringt eine Zusammenstellung der 10 Körperdurchmesser, bei welchen jeweils an 15 bis 20 Patienten die Austrittsdosen bei den vier verschiedenen Strahlungen ermittelt wurden. Sie gibt Aufschluß über die Streuung der Körperdurchmesser, über ihren arithmetischen Mittelwert und über die gefundenen Austrittsdosen und deren Streuung.

Tabelle 1. Übersicht über die meßtechnisch erfaßten Körperabschnitte, die Zahl der Einzelmessungen, die gefundenen Körperdurchmesser und die Austrittsdosen mit ihrer Streuung.

Körperabschnitt	Meßpunkt	Zahl der Patienten	Gemessener Körperdurchmesser im Strahlengang			Austrittsdosen und ihre Streuung, gemessen an Patienten, bezogen auf das arithm. Mittel der Körperdurchmesser und bezogen auf die Austrittsdosis bei Wasser gleicher Schichtdicke = 1							
			maximal in cm	minimal in cm	arithm. Mittel in cm	200 kV HWS 1 mm Cu		300 kV HWS 4,2 mm Cu		Co 60		17 MeV	
Hirnschädel postero-anterior	Protub. occ. externa	16	21	16	18,2	0,58	+ 21% − 32%	0,71	+ 28% − 28%	0,83	+ 8% − 5%	0,96	+ 10% − 11%
Hirnschädel biparietal	1 cm über oberem Ohr-Rand	15	16,5	14	15,1	0,54	+ 30% − 26%	0,68	+ 28% − 23%	0,83	+ 18% − 11%	1,0	+ 10% − 15%
Thorax antero-posterior rechts	Dicht über der Mamille	15 bis 20	26	15	21	2,44	+ 60% − 45%	2,4	+ 58% − 44%	1,33	+ 33% − 28%	1,28	+ 12% − 20%
Thorax antero-posterior links	Dicht über der Mamille	15	26	16	21,2	2,21	+ 78% − 38%	2,18	+ 73% − 44%	1,22	+ 18% − 18%	1,18	+ 12% − 13%
Thorax bilateral	Medio-axillar-Linie in Höhe d. Mamillen	15 bis 20	32	21	27	2,37	+ 56% − 37%	2,1	+ 60% − 29%	1,32	+ 49% − 30%	1,30	+ 10% − 6%
Abdomen antero-posterior	Nabelhöhe 3 cm paramedian	16	31	14	22	0,83	+ 40% − 25%	0,89	+ 25% − 20%	0,93	+ 8% − 28%	0,97	+ 20% − 23%
Abdomen bilateral	Nabelhöhe	16	32	22	26,9	0,7	+ 84% − 46%	0,76	+ 56% − 40%	0,85	+ 17% − 23%	0,94	+ 18% − 17%
Becken antero-posterior	Medianlinie zwischen Nabel u. Symphyse	15	25	17	20,4	0,73	+ 34% − 24%	0,81	+ 23% − 21%	0,92	+ 10% − 10%	1,0	+ 12% − 13%
Becken bilateral	2 cm über den Trochanteren	15	36	25	31	0,52	+ 45% − 37%	0,65	+ 32% − 43%	0,77	+ 17% − 26%	0,88	+ 20% − 20%
Inguinal antero-posterior	Hüftgelenk	15	24	15	17,9	0,62	+ 51% − 37%	0,72	+ 34% − 38%	0,81	+ 5% − 16%	0,94	+ 14% − 15%

Die Ermittlung des Gewebefaktors aus der Austrittsdosis

Der Gewebefaktor ist definiert als das Verhältnis zwischen der Dosis im Körpergewebe zur Dosis an homologer Schichttiefe in Wasser. Physikalisch hängt er ab von einer ganzen Reihe von Komponenten, so zum Beispiel von der spezifischen Absorption, Streuung und Dichte des menschlichen Gewebes. Auch die Masse der durchstrahlten Körperabschnitte und die gewählte Feldgröße sind von Einfluß. Natürlich ändern sich die verschiedenen Komponenten je nach dem Aufbau eines Körperquerschnittes von einer Körperschicht zur anderen. Daher weicht genaugenommen der Gewebefaktor nicht gleichmäßig mit zunehmender Körpertiefe von den entsprechenden Werten bei Wasser ab, sondern er verändert sich nur in solchen Körperschichten, die sich von Wasser verschieden verhalten. Dementsprechend kann auch die Darstellung der Gewebefaktoren dieser *Ungleichmäßigkeit* besonders bei Körperabschnitten mit leicht definierbarer Schichtung Rechnung tragen. Oder sie kann von der sehr vereinfachenden Annahme eines *gleichmäßig* von Wasser abweichenden Verhaltens ausgehen. Beim Hirnschädel mit seiner knöchernen Kalotte ist der schichtweise Aufbau besonders deutlich. An diesem Beispiel sollen die beiden Darstellungsarten bei einer 200-kV-Strahlung gegenübergestellt werden (Abb. 3).

Abbildung 3 zeigt, daß die Kurve für einen mittleren Gewebefaktor unter der vereinfachenden Annahme zumindest bei der gewählten Strahlung einzelne Abschnitte aufweist, welche außerhalb des Streuungsbereiches der unter strengen Kautelen gewonnenen Gewebefaktoren liegen. Damit bringt also eine solche, die besonderen Verhältnisse beim Hirnschädel berücksichtigende Darstellung der Gewebefaktoren eine Steigerung der Genauigkeit der Herddosisermittlung mit sich, besonders für in den oberflächlichen Hirnabschnitten liegende Herde. Bei anderen Körperabschnitten ist der schichtweise Aufbau zumeist nicht so klar definierbar. Dort kann ohne große Einbuße an Genauigkeit ein etwa proportional mit der Gewebetiefe von Wasser verschiedenes Verhalten des durchstrahlten Körpers angenommen werden. Deswegen wird im folgenden bei allen übrigen Körperquerdurchmessern die Darstellung der Gewebefaktoren unter der Annahme eines proportionalen Unterschiedes von Wasser bei größerer Körpertiefe gewählt.

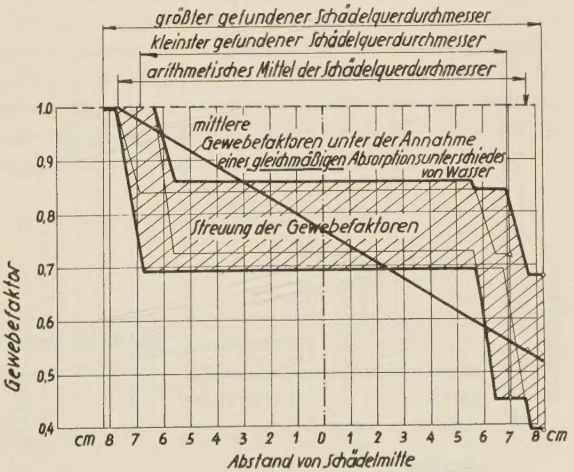

Abb. 3. Streuung der Gewebefaktoren des Hirnschädels bei seitlichem Strahlengang unter Berücksichtigung der Verschiedenheit der Gewebeabsorption und der individuellen Streuung. Schraffierter Bereich: Streuung der Gewebefaktoren unter der Berücksichtigung des schichtweisen Aufbaues der durchstrahlten Körpergewebe. Ausgezogene Linie: Mittlerer Gewebefaktor unter der Annahme einer gleichmäßigen Verschiedenheit des Körpergewebes von Wasser.

Gewebefaktoren bei verschiedenen Strahlungen

Die Messungen wurden gemäß Tabelle 1 an zehn verschiedenen Körperdurchmessern ausgeführt. Erwartungsgemäß ergaben sich bei verschiedenen Durchstrahlungsrichtungen des gleichen Körperabschnittes nicht identische Gewebefaktoren, auch dann nicht, wenn man sie auf gleich große Gewebetiefen bezog. So fand sich zum Beispiel bei der Messung des linken Hemithorax im antero-posterioren Strahlengang bei allen Strahlungen ein dem Wasserphantom näher liegender Wert als bei der Messung an homologer Stelle des rechten Hemithorax. Der Grund dafür ist wohl eine teilweise Überlagerung des Bestrahlungsfeldes durch das Herz.

Aber bei der großen individuellen Streuung aller Meßwerte — auf die noch einzugehen sein wird — erwies es sich für praktische Belange als genügend genau, bei gleichen Körperabschnitten aus den Ergebnissen verschiedener Strahlungsrichtungen Mittelwerte zu bilden. So finden sich auf den Abbildungen 4 bis 8 nur Angaben für den Hirnschädel, den Thorax und den Abdomen-Becken-Bereich. Dabei handelt es sich beim Hirnschädel um Mittelwerte aus einem postero-anterioren und seitlichen Strahlengang, beim Thorax um Mittelwerte aus dem antero-posterioren Strahlengang rechts, links und aus dem seitlichen Strahlengang und schließlich beim Abdomen-Becken-Abschnitt um einen Mittelwert aus den antero-posterioren und seitlichen Strahlengängen im Abdomen und Becken. Diese Vereinfachung trägt wesentlich zur Übersichtlichkeit der Abbildungen 4 bis 7 bei, ohne eine nennenswerte Einbuße an Genauigkeit zu bringen.

Das Inguinalfeld ergab im antero-posterioren Strahlengang bei allen Strahlungen eine deutliche Abweichung von den übrigen Werten, offenbar deswegen, weil hier das Hüftgelenk im Strahlengang liegt. Nun handelt es sich bei dieser Lokalisation um eine so spezielle Bestrahlungsbedingung, daß dieser Meßpunkt bei der Darstellung der Abbildungen 4 bis 8 außer acht gelassen wurde. Im Bedarfsfall kann man aber den Wert aus Tabelle 1 entnehmen und zum Beispiel zu einer Interpolation heranziehen.

Die Abbildungen 4 bis 7 zeigen die erhaltenen mittleren Gewebefaktoren bei den vier verwendeten Strahlungen. Eindrucksvoll ist die Beobachtung, wie sehr

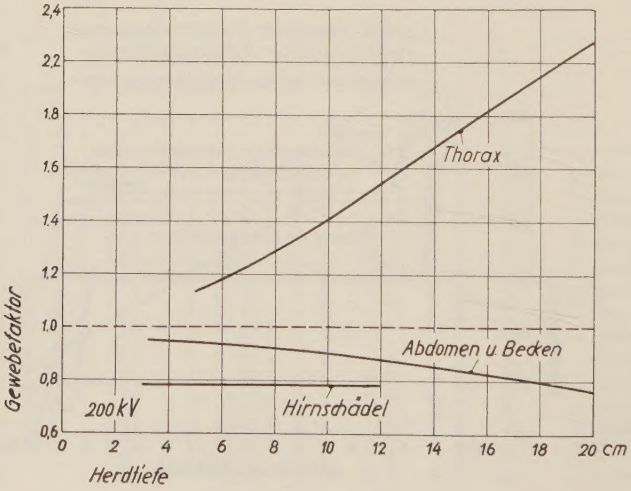

Abb. 4. Mittlere Gewebefaktoren. Strahlung: Spannung: 200 kV; Filterung: 0,5 mm Cu; HWS: rund 1,0 mm Cu.

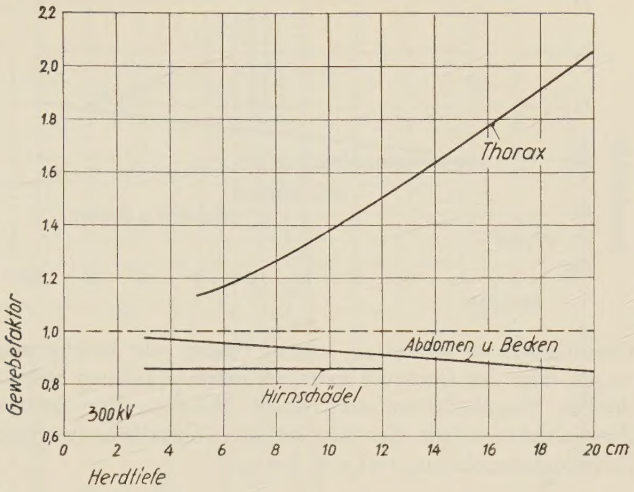

Abb. 5. Mittlere Gewebefaktoren. Strahlung: Spannung: 300 kV; Filterung: Thoraeus III; HWS: 4,2 mm Cu.

die Gewebefaktoren bei energiereichen Strahlen sich dem Wert 1 nähern, d. h., wie sehr sich die Körpergewebe bei größeren Strahlenenergien wasserähnlich verhalten. Diese Tatsache wird besonders deutlich in der Darstellung der Abbildung 8.

Individuelle Streuung der Gewebefaktoren

Bei der Verwendung der gezeigten Gewebefaktoren zur Herddosisermittlung ist es von Wichtigkeit, sich Rechenschaft abzulegen über ihre individuelle Streuung. Damit ist zugleich die Grenze der Genauigkeit der Methode bestimmt. Deswegen sind in Tabelle 1 die gefundenen maximalen und minimalen Werte der Austrittsdosen angegeben. Man sieht, daß bei wachsender Strahlenenergie die Streuung immer kleiner wird. Dies trifft auch für die einer bestimmten Gewebetiefe zugeordneten Gewebefaktoren zu (Abb. 9). Im harten und ultraharten Gebiet kommt es zu einem wesentlichen Gewinn an Genauigkeit der Herddosisermittlung, also bei den gleichen Strahlungen, wo auch — im Gegensatz zu konventionellen Energien — Unregelmäßigkeiten der Körperform keinen wesentlichen Einfluß mehr auf die Dosis in der Tiefe haben. Andererseits ist es aber wegen der verhältnismäßig großen Streuung nicht sinnvoll, Gewebefaktoren für eine zu große Zahl von Körperregionen zu ermitteln; denn die Streubereiche überlagern sich gegenseitig in einem so hohen Grade, daß der Gewinn an

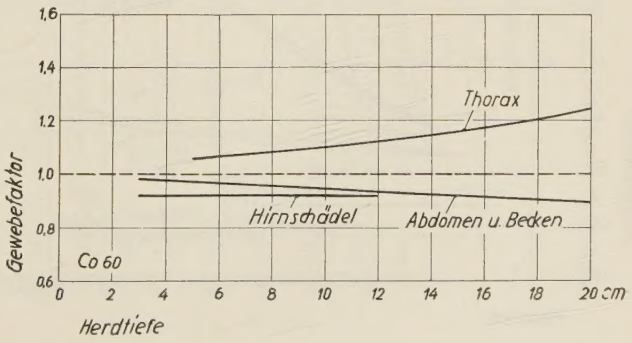

Abb. 6. Mittlere Gewebefaktoren. Strahlung: Kobalt 60.

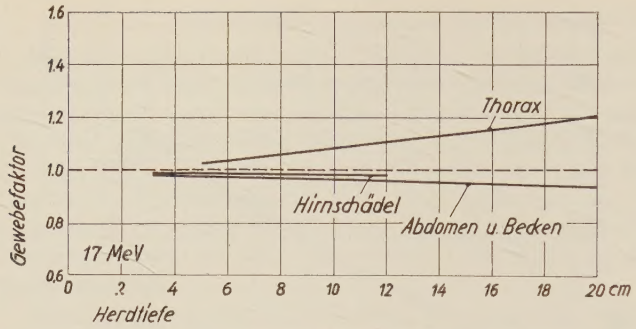

Abb. 7. Mittlere Gewebefaktoren. Strahlung: Ultraharte Röntgenstrahlen von 17 MeV.

Genauigkeit im Einzelfall letzten Endes sehr häufig nur scheinbar wäre. Deswegen liegt der Gedanke nahe, in jedem einzelnen Bestrahlungsfall den individuellen Gewebefaktor etwa durch Messung der Austrittsdosis zu ermitteln. Zweifelsohne würde dies eine weitere wesentliche Steigerung der Genauigkeit der Herddosisermittlung mit sich bringen.

Anwendung der Gewebefaktoren bei der Ermittlung der Herddosis

Die Gewebefaktoren sind besonders für alle Arten von Bewegungsbestrahlung geeignet. Ihre Anwendung ist einfach. Man berechnet die Bestrahlungszeit in Minuten, indem man die gewünschte Herddosis teilt durch das Produkt aus dem Röntgenwert der Strahlenquelle, dem Tiefenfaktor und dem Gewebefaktor. Die zugehörige Formel lautet:

$$t = \frac{D_h}{R \times f_t \times f_g}$$

t = Bestrahlungszeit in Minuten.
D_h = Gewünschte Dosis am Herd in R.
R = Röntgenwert der Strahlenquelle unter den Bestrahlungsbedingungen (R/min).
f_t = Mittlerer Tiefen- bzw. Schwächungsfaktor (in Wasser).
f_g = Korrekturfaktor für nicht wasseräquivalentes Gewebe, kurz „Gewebefaktor" genannt, für die mittlere Herdtiefe.

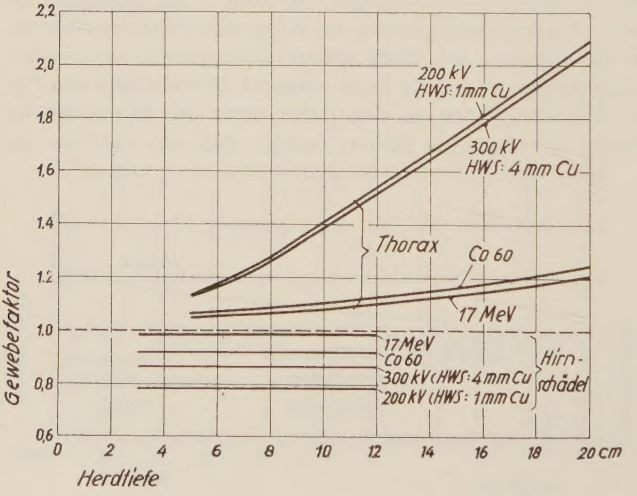

Abb. 8. Vergleich der mittleren Gewebefaktoren des Thorax und des Hirnschädels bei verschiedenen Strahlungen.

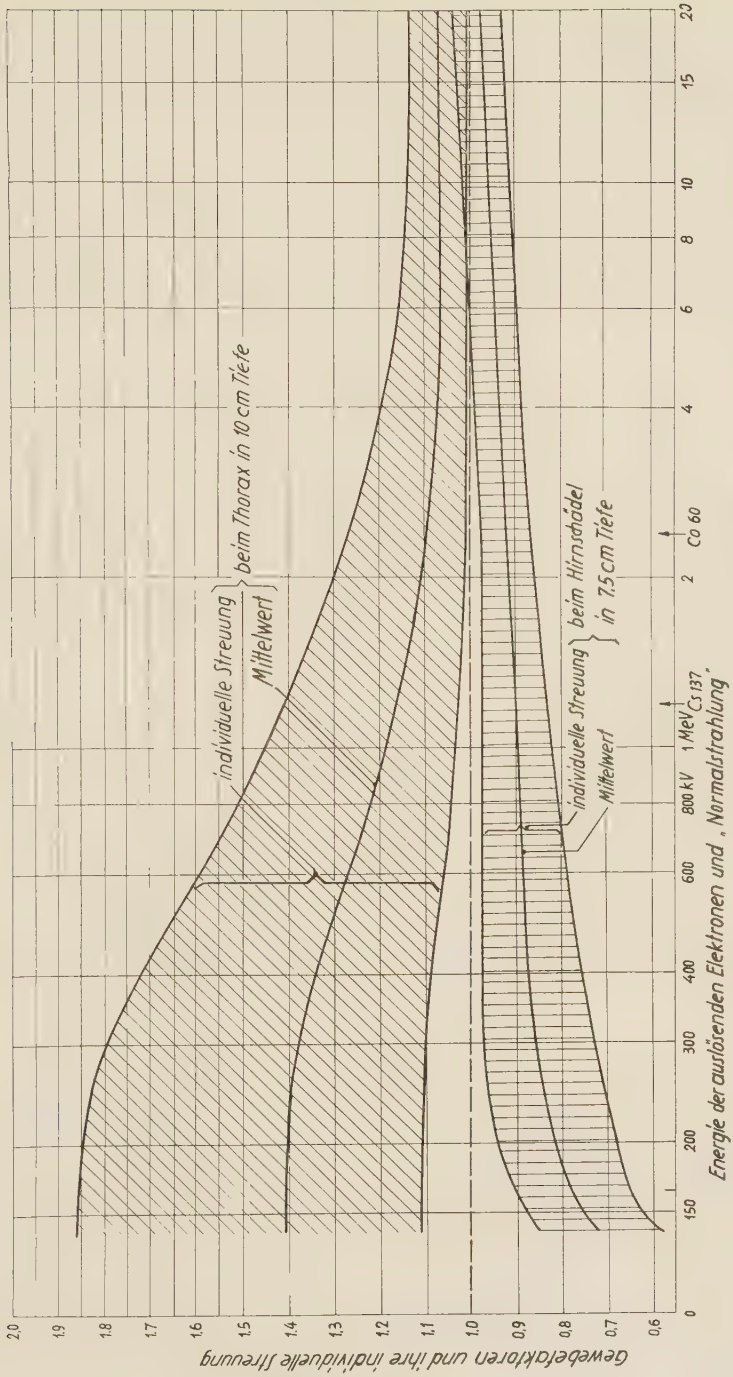

Abb. 9. Gewebefaktoren des Thorax und des Hirnschädels und ihre individuelle Streuung in Abhängigkeit von der Strahlenenergie.

Zusammenfassung

Auf Grund der Messung der Austrittsdosis an Patienten wurden die Gewebefaktoren für konventionelle Strahlungen einer Halbwertschicht von 1 mm Cu und von 4,2 mm Cu, ferner für die Strahlung des Co^{60} und für ultraharte Röntgenstrahlen von 17 MeV für den Hirnschädel, den Thoraxraum und den Abdomen-Becken-Abschnitt ermittelt und in Diagrammen dargestellt. Alle Körpergewebe verhalten sich mit zunehmender Strahlenenergie immer wasserähnlicher, d. h., die Gewebefaktoren nähern sich dem Wert 1. Auch die individuelle Streuung der Gewebefaktoren wird dementsprechend bei höheren Energien kleiner. Die Berücksichtigung nicht wasseräquivalenten Verhaltens durchstrahlter Körpergewebe — etwa durch Beachtung eines mittleren Gewebefaktors oder noch besser durch Ermittlung des individuellen Gewebefaktors in jedem einzelnen Bestrahlungsfall — führt bei der Herddosisermittlung zu einem manchmal wesentlichen Gewinn an Genauigkeit.

Summary

Tissue factors for conventional radiation with a HVL of 1 mm Cu and 4.2 mm Cu, for Co^{60}-radiation, and for ultrahard X-rays (17 MeV) were determined for the cranium, the thoracic space, and for the abdomen-pelvic area. The results were obtained by measuring the exit dose in patients and are given in graphs. All body tissues are more water equivalent with increasing radiation energy, that is the tissue factors approach a value of 1. Therefore, the individual scattering of the tissue factors becomes smaller for higher energies, too. A considerable gain in accuracy can be obtained sometimes by considering the irradiated body tissue as not water equivalent, e. g. by the use of a mean tissue factor or by the determination of an individual tissue factor in each irradiation case.

Résumé

En partant de la mesure de la dose de sortie chez le malade, les facteurs tissulaires sont donnés et exposés en diagramme pour la radiothérapie conventionnelle (CDA: 1 mm Cu et 4,2 mm Cu) pour le cobalt 60 et pour le rayonnement ultra-dur (17 MeV). Ces valeurs sont données pour le crâne, la cavité thoracique et la partie abdomen-pelvis. A mesure que le rayonnement est plus énergétique, tous les tissus se comportent de plus en plus comme l'eau, c. à. d. que les facteurs tissulaires se rapprochent de la valeur 1. La diffusion individuelle des facteurs tissulaires diminue pour des énergies élevées. La prise en considération de facteurs non-équivalents à l'eau des tissus traversés par le rayonnement, tenant ainsi compte d'un facteur tissulaire moyen ou mieux encore d'un facteur tissulaire individuel propre à chaque cas donne une précision souvent nettement supérieure dans la détermination de dose au foyer.

Schrifttum

Aspin, N., u. *H. E. Johns:* Vortr. Nr. A 28 (a) am X. ICR. Montreal 1962. — *Bashandy, E.:* Int. J. appl. Radiat. 13 (1962): 173. — *Bullen, M. A.,* u. *W. R. Inch:* Acta radiol. (Stockh.) 50 (1958): 395. — *Burlin, T. E.:* Brit. J. Radiol. 30 (1957): 543. — *Cederlund, J., K. Lidén* u. *M. Lindgren:* Acta radiol. (Stockh.) 41 (1959): 474. — *Chevallier, A.,* u. *J. Herdly:* Ann. Radiol. 5/7-8 (1962): 435. — *Dahl, O.,* u. *K. J. Vikterlöf:* Acta radiol. (Stockh.) 189 (1960). — *Dutreix, A., J. Dutreix* u. *M. Tubiana:* Ann. Radiol. 2 (1959): 389; Radiobiolog. Radiother. 1 (1960): 3. — *Fedoruk, S. O.,* u. *H. E. Johns:* Brit. J. Radiol. 30 (1956): 190. — *Huber, R.:* Strahlentherapie 97 (1955): 444. — *Jacobson, L. E.:* Radiology 70 (1958): 506. — *Jacobson, L. E.,* u. *I. S. Knauer:* Radiology 67 (1956): 863. — *Je, S. R.:* Diss. Erlangen-Nürnberg 1963. — *Jones, A.:* Ann. roy. Coll. Surg. Engl. 27 (1960): 310. — *Keller, H. L.,* u. *W. Haubold:* Strahlentherapie 113 (1960): 36. — *Kornelson, R.:* Brit. J. Radiol. 27 (1954): 289. — *Krokowski, E.:* Fortschr. Röntgenstr. 91 (1959): 77 u. 382. — *Massey, J. B.:* IX. Intern.

Kongr. Radiol. München 1959; Brit. J. Radiol. 35 (1962): 736. — *Nahon, R. J.*, u. *C. P. Naidorf:* Radiology 58 (1962): 241. — *Neumann, W.*, u. *F. Wachsmann:* Strahlentherapie 71 (1942): 438. — *Pfalzner, P. M.:* Radiology 70 (1958): 503; Acta radiol. (Stockh.) 58 (1962): 215. — *Quimby, E. H., M. M. Copeland* u. *R. C. Woods:* Amer. J. Roentgenol. 32 (1934): 534. — *Robbins, R.*, u. *J. M. S. Meszaros:* Radiology 63 (1954): 381. — *Roux, A. M.*, u. *A. Allisy:* Ann. Radiol. 4 (1961): 387. — *Schlager, C. R.*, u. *H. Nick:* Fortschr. Röntgenstr. 29 (1922): 571. — *Schulz, R. J., G. A. Cohn, J. P. Tsai* u. *J. C. Evans:* Radiology 76 (1961): 805. — *Spiers, F . W.:* Brit. J. Radiol. 22 (1949): 521. — *Trübestein, H.:* Strahlentherapie 111 (1960): 122. — *Tubiana, M.:* in: Betatron und Telekobalttherapie, S. 74. Hrsg. *J. Becker* u. *E. S. Scheer.* Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958. — *Weatherwax, J. L.*, u. *C. Robb:* Radiology 14 (1930): 401. — *Wichmann, H.:* Sdbde. zur Strahlentherapie 35 (1956): 47. — *Wingate, C. L., W. Gross* u. *G. Failla:* Radiology 79 (1962): 984. — *Wootton, P.*, u. *S. T. Cantsil:* Radiology 72 (1959): 726.

Der Deutschen Forschungsgemeinschaft sei für ihre Unterstützung auch an dieser Stelle gedankt.

Lebenslauf

Ich, Sam Rok Je, wurde am 10. 10. 1925 in Masan, Korea, als Sohn des Arztes Kyl-Yun Je und seiner Ehefrau U Hak Park geboren.

Vom 1. April 1932 besuchte ich die Volksschule in Masan und trat dann in das Gymnasium Whimoon in Seoul, Korea, über, wo ich im Jahre 1943 die Reifeprüfung ablegte.

Im Jahre 1943 begann ich mein Studium an der Medizinischen Akademie Ham Hung, wo ich 4 Semester studierte, und am 1. 9. 1945 setzte ich mein Studium an der Medizinischen Fakultät der Nationaluniversität Seoul fort, wo ich 8 Semester studierte.

Am 25. 3. 1950 wurde ich vom Gesundheitsministerium der Republik Korea als Doktor der Medizin bestätigt. Außerdem arbeitete ich vom Jahre 1950 bis 1951 als Assistenzarzt an der Universitätsklinik Seoul.

Vom April 1951 bis Januar 1953 arbeitete ich als Assistenzarzt an der Röntgenabteilung der Universitätsklinik Pusan.

Vom Februar 1953 bis April 1959 diente ich als Militärarzt am Luftwaffenkrankenhaus in Seoul.

Im November 1958 wurde ich vom Gesundheitsministerium zum Facharzt für Röntgenologie bestätigt.

Vom Oktober 1959 bis März 1962 bin ich als Gastarzt an verschiedenen Röntgenabteilungen der Universität München (Riederinstitut, Chirurgische Klinik, Nervenklinik) tätig gewesen.

Vom 1. 4. 1962 bis 31. 1. 1964 war ich als Gastarzt bzw. Verwalter der Stelle eines wissenschaftlichen Assistenten an der Strahlentherapeutischen Abteilung der Medizinischen Universitätsklinik in Erlangen tätig.